

République Algérienne Démocratique et Populaire

الشعبية الديمقراطية الجزائرية الجمهورية

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

العلميو البحث العالي والتعليم وزارة

Université Amar Telidji Laghouat

Faculté des sciences

Département de mathématique et informatique



الأغواط تليجي اعمار جامعة

علوم الهندسة العلوم كلية

الأليات الإعلام قسم

MEMOIRE DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du diplôme d'Ingénieur d'Etat en Informatique

OPTION : Systèmes d'informations avancées

Thème

Détection des zones d'intérêt dans les images médicales

Présenté par:
CHOURANI KHALED

Encadré par :
- Mme.Guibadj Fatna

Promotion : 2011/2012

N° d'ordre :

Table des figures

Chapitre I : Traitement des images

No table of contents entries found.4

No table of contents entries found.9

No table of contents entries found.10

No table of contents entries found.12

Chapitre II : Prétraitement des images

No table of contents entries found.

No table of contents entries found.

Chapitre III : Segmentation des images médicales

No table of contents entries found. Figure III.6 : Principe de la croissance de région sur une image 2D. 36

Figure III.7 : Sensibilité de la croissance de région aux points de fuites. 38

Figure III.8 : résultat de Segmentation par croissance de région. 42

Chapitre IV : Présentation du logiciel

No table of contents entries found. Figure IV.4 : Sous menu filtrage linéaire..... 46

Figure IV.5 : Sous menu filtrage non linéaire..... 47

Figure IV.6 : Le menu Détection des contours..... 48

Figure IV.7 : Fenêtre segmentation par seuillage 49

Figure IV.8 : Fenêtre segmentation par croissance de région. 50

Sommaire

No table of contents entries found.

Chapitre II : Prétraitement des images

No table of contents entries found. Chapitre III : Segmentation des images
médicales

No table of contents entries found.

Chapitre IV : Présentation du logiciel

No table of contents entries found. **Conclusion générale51**

Bibliographie52

Introduction générale

Introduction :

Le domaine de l'imagerie médicale a pris depuis de nombreuses années un essor sans pareil permettant le développement de nouvelles méthodes de diagnostic et de traitement. Celles-ci se sont évidemment accompagnées de nombreux outils facilitant le travail des médecins.

Dans ce mémoire, nous présentons le problème d'identification des différentes zones construisant l'image médicale étudié, et de sélectionner parmi ces zones, les zones qui ont un intérêt et une importance pour le diagnostic de la maladie, nous parlons ici sur la segmentation d'image.

Deux approches connues pour l'aide à la segmentation sur des images médicales. Une première technique se penche sur la segmentation par régions, et la deuxième sur la segmentation par détection des contours

La segmentation par régions consiste à séparer l'image en régions par un ou plusieurs seuils sur les niveaux de gris. Suite à cette division, on obtient une image composée de deux couleurs: blanc et noir. Une telle séparation consiste donc à établir un seuil de division dans l'image originale et de comparer l'ensemble des pixels de l'image par rapport à ce seuil. Ce seuil peut être une valeur ponctuelle ou également un ensemble de valeurs.

La segmentation par détection des contours est utilisée, pour faciliter l'étude des détails de l'image. L'application la plus simple est le rehaussement des contours lorsque ceux-ci sont trop flous. Cependant, l'utilisation de ces techniques sert aussi à la recherche d'image selon le contenu, au repérage d'objets spécifiques dans des images. Pour ce genre d'application, il est indispensable d'extraire les contours des objets présents afin de pouvoir les reconnaître ou les reconstruire.

Dans le premier chapitre, nous abordons brièvement, une introduction sur le traitement d'images, les caractéristiques des images numériques ainsi que quelques techniques de traitement d'images utilisées afin d'analyser le contenu d'une image à des

fins de calibration, reconnaissance et de localisation d'objets polyédriques, nous mentionnons ainsi l'imagerie médicale et en particulier IRM.

Dans le deuxième chapitre, on va voir que le terme de prétraitement regroupe souvent toutes les opérations qui sont appliquées aux images, indépendamment de leur usage futur, pour leur assurer une bonne qualité, Elles concernent donc essentiellement le filtrage qui est la suppression des effets indésirables.

Dans le troisième chapitre, nous visons à extraire différentes zones d'intérêts dans l'image ; pour cela on va utiliser deux types de segmentations : segmentation par région, et la segmentation par détection des contours.

Dans le quatrième chapitre, on représente le logiciel qui a été réalisé pour la détection des zones d'intérêts dans les images médicales.

Finalement Nous terminons ce document par une conclusion général.

1. Introduction : [1]

Le traitement d'images désigne une discipline des mathématiques appliquées qui étudie les images numériques et leurs transformations, dans le but d'améliorer leur qualité ou d'en extraire de l'information.

Il s'agit donc d'un sous-ensemble du traitement du signal dédié aux images et aux données dérivées comme la vidéo (par opposition aux parties du traitement du signal consacrées à d'autres types de données : son et autres signaux monodimensionnels notamment), tout en opérant dans le domaine numérique (par opposition aux techniques analogiques de traitement du signal, comme la photographie ou la télévision traditionnelles).

Dans le contexte de la vision artificielle, le traitement d'images se place après les étapes d'acquisition et de numérisation, assurant les transformations d'images et la partie de calcul permettant d'aller vers une interprétation des images traitées. Cette phase d'interprétation est d'ailleurs de plus en plus intégrée dans le traitement d'images, en faisant appel notamment à l'intelligence artificielle pour manipuler des connaissances, principalement sur les informations dont on dispose à propos de ce que représentent les images traitées (connaissance du domaine).

La compréhension du traitement d'images commence par la compréhension de ce qu'est une image. Le mode et les conditions d'acquisition et de numérisation des images traitées conditionnent largement les opérations qu'il faudra réaliser pour extraire de l'information. En effet, de nombreux paramètres entrent en compte, les principaux étant :

- La résolution d'acquisition et le mode de codage utilisé lors de la numérisation, qui déterminent le degré de précision des éventuelles mesures de dimensions,
- Les réglages optiques utilisés, (dont la mise au point) qui déterminent par exemple la netteté de l'image,
- Les conditions d'éclairage, qui déterminent une partie de la variabilité des images traitées,
- Le bruit de la chaîne de transmission d'image.

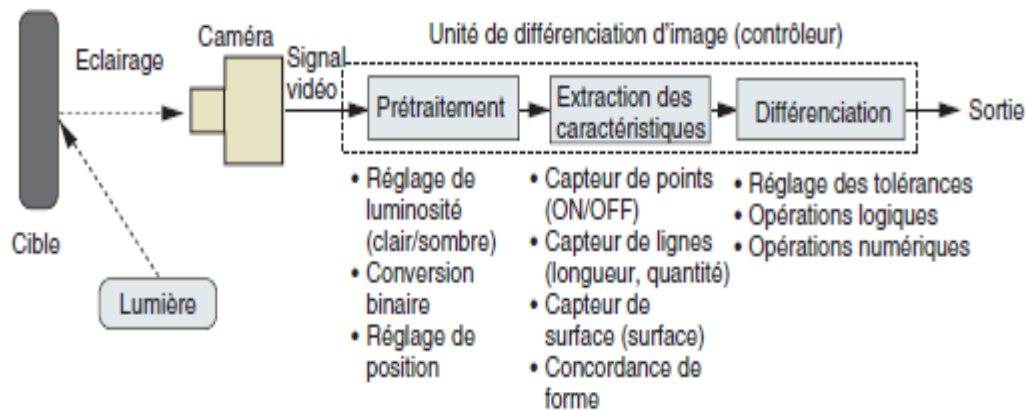


Figure I.1 : Organigramme du traitement des images.

2. Image numérique :

On désigne sous le terme d'image numérique toute image (dessin, icône, photographie ...) acquise, créée, traitée ou stockée sous forme binaire (suite de 0 et de 1) :

- Acquise par des Convertisseurs Analogique-Numérique situés dans des dispositifs comme les scanners, les appareils photo ou caméscopes numériques, les cartes d'acquisition vidéo (qui numérisent directement une source comme la télévision).
- Créée directement par des programmes informatiques, via la souris, les tablettes graphiques ou par la modélisation 3D (ce que l'on appelle par abus de langage les « images de synthèse »).
- Traitée grâce à des outils informatiques. Il est facile de la transformer, modifier en taille, en couleur, d'ajouter ou supprimer des éléments, d'appliquer des filtres variés, etc.
- Stockée sur un support informatique (disquette, disque dur, CD-ROM, ...).

3. Caractéristiques d'une image numérique :

3.1. Pixel : [2]

Le *pixel* (abréviation venant de l'anglais : *picture element*) est l'élément de base d'une image, ou d'un écran, c'est-à-dire un point. L'ensemble de ces pixels est contenu dans un tableau à deux dimensions constituant l'image.

À chaque pixel est associée une couleur, usuellement décomposée en trois composantes primaires (Rouge, vert, bleu).

3.2. Voisinage : [3]

Chaque point –image $I(x, y)$ a quatre voisins horizontaux-verticaux et quatre voisins diagonaux. Tableau(I.1) :

$(x-1, y-1)$	$(x-1, y)$	$(x-1, y+1)$
$(x, y-1)$	(x, y)	$(x, y+1)$
$(x+1, y-1)$	$(x+1, y)$	$(x+1, y+1)$

Tableau I.1 : les 8 voisins d'un pixel.

Les *voisins* horizontaux-verticaux de $I(x, y)$ sont appelés les quatre voisins et on dit qu'ils sont quatre adjacents à $I(x, y)$. Les voisins de $I(x, y)$ définissant le reste du voisinage 3×3 de la figure ci-dessus sont appelés les 8 voisins et on dit qu'ils sont 8-adjacents à $I(x, y)$.

3.3. Définition : "Le poids de l'image" [4]

La *définition* d'une image est le nombre de pixels total, c'est-à-dire sa "dimension informatique" (le nombre de colonnes de l'image que multiplie son nombre de lignes). Une image possédant 640 pixels en largeur et 480 pixels en hauteur aura une définition de 640 pixels par 480, notée 640x480.

3.4. Résolution numérique : "la finesse de l'image"

La *résolution* d'une image composée de points est définie par la densité des points par unité de surface. Elle permet de définir la finesse de l'image. Plus la résolution est grande, plus la finesse de l'image est grande.

Donc la *résolution* définit le nombre de pixels par unité de longueur (centimètre ou pouce). La résolution d'une image numérique s'exprime en **PPI** (Pixel *Per Inch*) ou **PPP** (Pixels *Par Pouce*).

3.5. La luminance :

C'est le degré de *luminosité* des points de l'image .elle est définie aussi comme étant le quotient de l'intensité lumineuse d'une surface par l'aire apparente de cette surface. Souvent le mot luminance est substitué au mot brillance, qui correspond à l'éclat d'un objet.

3.6. Niveau de gris : [1]

Le *niveau de gris*, en imprimerie, désigne la concentration des points de trame et est donc directement en rapport avec le rendu de l'image. Un niveau de gris va alors varier du blanc au noir. Cela est également valable pour toutes les autres couleurs (cyan, magenta, jaune). On fera alors varier la densité du cyan du blanc jusqu'au cyan foncé.

Dans le cas d'une image numérique, le niveau de gris représente l'intensité lumineuse d'un pixel.

3.7. Le contraste :

Le *contraste* est une propriété intrinsèque à une image qui permet de quantifier, la capacité de distinguer deux régions distinctes. Il s'agit dans ce cas de distinguer deux régions suffisamment grandes d'après l'intensité des points représentés par des niveaux de gris en image numérique.

3.8. La netteté :

Définition 1 : Une image de clarté en termes de concentration et de contraste. Quand une image a beaucoup de petits détails, on dit avoir bon contraste.

Contraste est une partie intégrante de netteté de l'image, on peut dire qu'elle est la distinction entre les renseignements dans le cadre d'une image qui peut vous aider à voir les détails fins.

Définition 2 : La *netteté* est une impression visuelle qui n'est pas liée à la résolution. Il semble que ce soit la précision des contours qui est l'élément déterminant dans l'impression de netteté. Or, le terme scientifique qui exprime la précision des contours est l'"acutance": elle se mesure au niveau des transitions entre les zones sombres et les zones claires: plus les transitions sont rapides (sur une courte distance), plus l'acutance est élevée, et avec elle l'impression de netteté.

- **La netteté OPTIQUE :** Qui est conditionnée par la nature des objectifs, des lentilles, et des mécaniques de l'appareil. C'est bien entendu un paramètre sur lequel nous n'avons aucune latitude de choix, si ce n'est celui d'envisager l'acquisition d'un appareil plus performant (Cette qualité devrait être déterminante lors d'un achat).
- **La netteté ÉLECTRONIQUE :** Qui est un procédé d'accentuation artificielle des contours et des contrastes au stade de la numérisation, personnalisable en fonction des documents et des opérateurs. On le désigne sous le terme de SHARPNESS ou d'USM. Il consiste en une accentuation des écarts de densité du document sur la frange de transition.

3.9. Texture :

La *texture* est le terme pour caractériser la distribution spatiale des éléments d'une surface donnée dans une image.

En imagerie, elle peut être définie par des relations spatiales que possèdent les niveaux de gris des pixels voisins, qui contribuent à l'apparence globale de l'image.

3.10. Régions :

Partie de l'image où les pixels possèdent une forte connexité entre eux et ayant des propriétés communes qui les différencient des pixels des autres régions.

3.11. Bruits :

Le *bruit* dans une image numérique est considéré comme un phénomène de brusque variation d'un pixel isolé par rapport à ses voisins. Il s'agit de parasites disgracieux, et particulièrement sensibles sur les images prises dans de mauvaises conditions d'éclairage. et on distingue deux types de bruits:

➤ **Le bruit additif : [5]**

Le bruit additif peut être défini de la façon suivante :

Etant donnée une image non bruitée R et I la même image avec un bruit additif A , alors chaque pixel j est caractérisé par la relation : $I_j = A_j + R_j$

Où A_j est une variable aléatoire de moyenne égale à 0.

➤ **Le bruit multiplicatif : [5]**

Le bruit multiplicatif se définit de la façon analogue :

Etant donnée une image non bruitée R et I la même image avec un bruit multiplicatif B , alors chaque pixel j est caractérisé par la relation : $I_j = B_j * R_j$

Où B_j est une variable aléatoire de moyenne égale à 1.

La principale caractéristique de ce bruit est que les pixels d'une zone homogène seront d'autant plus bruités quand leur niveau de gris est élevé.

3.12. Contours et frontières :

La *frontière* est la notion associée à une variation d'intensité ou à une discontinuité entre les propriétés de deux ensembles connexes de points.

Les *contours* représentent la frontière entre les objets de l'image, ou la limite entre deux pixels dont les niveaux de gris représentent une différence significative. Les textures décrivent la structure de ceux-ci. L'extraction de contour consiste à identifier dans l'image les points qui séparent deux textures différentes.

4. Concept d'imagerie médicale [11]

Au fil du temps, la médecine humaine a constamment évoqué le besoin toujours plus grandissant de pouvoir voir à l'intérieur du corps humain sans avoir à utiliser des techniques dites invasives, nécessitant des opérations parfois longues et complexes. Il existe aujourd'hui plusieurs méthodes d'imagerie médicale, dont les plus répandues sont :

- Les rayons X
- L'imagerie par résonance magnétique (IRM)
- Tomographie par ordinateur (CT scan)
- Médecine nucléaire
- Ultrasons
- Echographie

Tomographie par émission de positrons (PET scan)

Bien que toutes ces méthodes se distinguent par le fonctionnement et leurs capacités d'imagerie, elles ont toutes un point en commun: elles produisent des images de tons de gris servant essentiellement au diagnostic. En effet, les niveaux de gris sont intimement liées aux caractéristiques physiques des tissus observés et peuvent également être reliés à des phénomènes physiologiques typiques (œdème. lésions...)

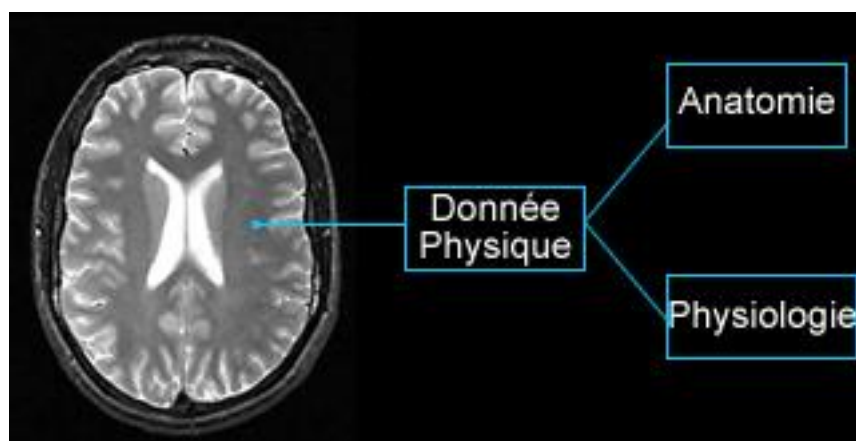


fig. I.2: Les données physiques peuvent apporter plusieurs sources d'information
Certaines méthodes d'imagerie plus récentes (IRM, échographie, médecine nucléaire) permettent d'obtenir non pas uniquement des plans (images 2D) des tissus et des

organes, mais également des volumes (images 3D). Ces volumes sont représentés sous la forme d'une matrice tridimensionnelle de voxels qui constituent la plus petite discrétisation visible par l'imageur. Il est également possible, avec certaines techniques (échographie, IRM) d'observer les déplacements en temps réel des organes, ce qui en fait parfois, par abus de langage, des imageurs 4D.

De plus en plus, l'imagerie médicale est utilisée dans toutes les étapes de la pratique médicale, aussi bien lors du diagnostic ou de la planification de thérapie, qu'en contrôle de la thérapie. Il est d'ailleurs très courant d'utiliser plusieurs méthodes d'imagerie lors des différentes étapes médicales comme l'illustre la figure 2 suivante:

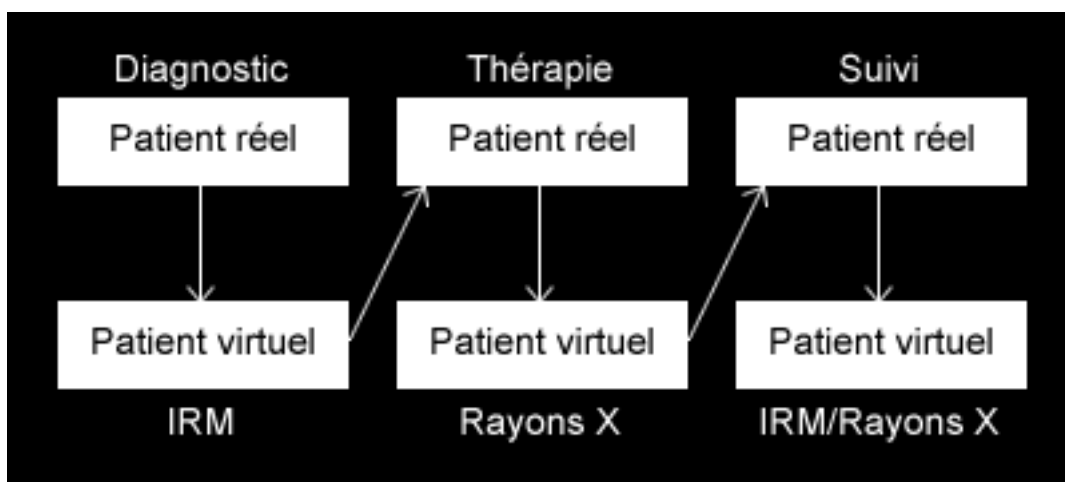


fig. I.3: L'imagerie médicale est utilisée dans la quasi-totalité des étapes médicales. Bien entendu, les techniques actuelles ne sont pas sans failles, sans parler de leurs coûts. Pour chacune, il est possible de dresser une liste globale des besoins toujours grandissants en imagerie:

- Meilleure qualité d'images (moins d'artéfacts et meilleur contraste)
- Plus grande vitesse d'acquisition (imagerie 4D en temps réel)
- Meilleure résolution des images (images plus détaillées et plus volumineuses)

Bien que les différentes techniques d'imagerie soient de plus en plus précises et rapides, il n'en demeure pas moins que le diagnostic et l'identification des données provenant de l'image sont encore en grande partie faits par les médecins/personnel médicaux. Des méthodes de reconnaissance d'organes/tissus par ordinateur permettraient, en plus de

diminuer significativement le temps de réponse pour le patient, de diminuer également les possibles erreurs humaines.

4.1. L'imagerie par résonance magnétique (IRM)

L'imagerie par résonance magnétique constitue une des avancées les plus significatives en médecine ; elle est issue des travaux sur les propriétés magnétiques des noyaux des atomes menés par F. Bloch technique privilégiée pour l'observation in vivo des structures anatomiques cérébrales et de leurs pathologies.

IRM est une technique d'imagerie médicale d'apparition récente (début des années 1980) permettant d'avoir une vue 2D ou 3D d'une partie du corps, notamment du cerveau. Elle est basée sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN): en appliquant une combinaison d'ondes électromagnétiques à haute fréquence sur une partie du corps et en mesurant le signal réémis par certains atomes (comme l'hydrogène), il est possible de déterminer la composition chimique et donc la nature des tissus biologiques en chaque point du volume imagé. [5]

Grâce aux différentes séquences, on peut observer les tissus mous avec des contrastes plus élevés qu'avec la tomodensitométrie ; en revanche, l'IRM ne permet pas l'étude des corticales osseuses (tissus « durs ») ni donc la recherche de fractures, où seul l'œdème péri-lésionnel pourra être observé.

4.1.1. Pourquoi passer une IRM ?

Cet examen, techniquement sophistiqué, offre un nouveau regard sur l'anatomie du corps humain. Il ne remplace pas la radiographie standard, le scanner ou l'échographie, mais il apporte une précision supplémentaire dans l'imagerie de nombreux organes. C'est le cas du cerveau et de la moelle épinière, dont les explorations ont largement bénéficié de l'arrivée de l'IRM. Mais c'est aussi le cas des articulations, comme par exemple celle du genou. Si la radio et le scanner visualisent mieux les os, l'IRM apporte des informations précieuses sur les muscles, les tendons, les ligaments, le cartilage et les ménisques. Même chose pour la colonne vertébrale : l'IRM permet de voir les disques entre les vertèbres et une éventuelle hernie discale.

L'IRM fournit également des images de très bonne qualité dans les pathologies du cœur et des vaisseaux, dans la recherche de lésions du foie, du pancréas, des reins, des organes génitaux, des seins ou des poumons. [6]

4.1.2. Les différentes IRM

a) L'IRM anatomique

En médecine, on applique souvent le RMN aux noyaux d'hydrogène, élément présent en abondance dans l'eau et les graisses des tissus biologiques. C'est la structure anatomique que l'on visualise ainsi, et on parle alors d'IRM anatomique. [2]

b) L'IRM fonctionnelle

L'IRMf est une technique basée sur l'imagerie par résonance magnétique (IRM) qui permet de détecter les zones du cerveau activées par une tâche ou une émotion. [8]

Il est fondé sur l'observation en temps réel des variations de l'oxygénation du sang et des débits sanguins cérébraux locaux.



Figure I.4 : une machine IRM

5. Conclusion :

On peut voir le traitement d'image comme un type des traitements numériques des signaux et comme un préalable à la reconnaissance des formes, à l'analyse de scènes et à l'intelligence artificielle. Ces relations riches avec des domaines variés font que la diversité des traitements que l'on peut effectuer par voie numérique sur des images est très grande. Pour illustrer cette diversité, on peut citer quelques exemples :

On peut chercher à améliorer sa qualité, il s'agit donc de techniques d'améliorations "*rehaussement*" qui font appel à des procédés variés (modification de l'histogramme, filtrage linéaire et non linéaire).

1. Améliorer la qualité d'une image peut aussi signifier qu'on cherche à retrouver une image idéale de l'objet qui a été dégradée par divers processus
2. On peut chercher à détecter la présence de certaines formes, certains contours ou certaines textures de modèle connu, sans vouloir préserver les autres informations contenues dans l'image. Il s'agit là de problème de détection.

Dans le chapitre suivant on va voir en détail les méthodes de prétraitement des images numériques.

1. Introduction :

Le traitement d'images (ou le pré-traitement) regroupe l'ensemble des processus visant à améliorer les caractéristiques d'une image.

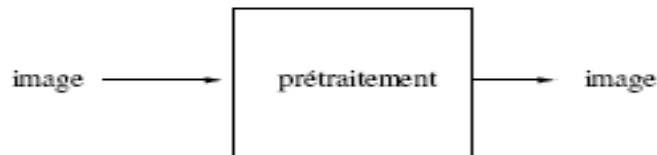


Figure II.1 : Le prétraitement.

Ce processus de bas niveaux regroupe :

- Le lissage local : il s'agit de supprimer le bruit, ou les petites variations, présent dans une image. L'intensité d'un pixel est transformée en fonction des intensités sur un petit voisinage du pixel.
- L'amélioration d'images consiste à modifier les caractéristiques visuelles de l'image (contraste, ...) pour faciliter son interprétation par l'œil humain.
- La restauration d'images a pour but de supprimer les dégradations subies par une image à l'aide de connaissance a priori sur ces dégradations.

2. Le filtrage (lissage local) :

Les opérations de filtrage ont pour objet d'atténuer l'effet du bruit et faire disparaître les défauts et les perturbations contenus dans une image. Cela fait que les images ont souvent un aspect brouillé à la réception. Il est alors nécessaire de filtrer ces images avant de les traiter. Il existe des filtres linéaires où la transformation d'un pixel est le fruit d'une combinaison linéaire des pixels voisins, et des filtres non linéaires où les pixels voisins interviennent suivant une loi non linéaire.

2.1. Le filtrage linéaire :

Ce type de filtrage permet de diminuer sensiblement les effets du bruit .une méthode simple consiste à considérer chaque pixel de l'image et d'en faire la moyenne avec les huit pixels qui lui sont voisins.

Il peut être mis en œuvre en utilisant un masque de la forme suivante :

$$H1 = 1/9 \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}$$

Ensuite, on déplace ce masque sur toute l'image.

On distingue généralement les types de filtres linéaires les plus connus :

2.1.1. Filtre passe-bas :

Consistant à atténuer les composantes de l'image ayant une fréquence haute (pixels foncés). Ce type de filtrage est généralement utilisé pour atténuer le bruit de l'image, c'est la raison pour laquelle on parle habituellement de lissage. Les filtres moyenneurs sont un type de filtres passe-bas dont le principe est de faire la moyenne des valeurs des pixels avoisinants. Le résultat de ce filtre est une image plus floue. [6]

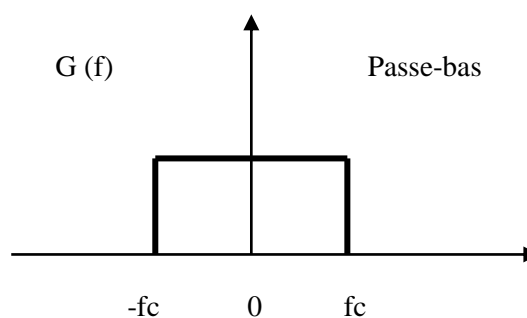


Figure II.2 : Filtre passe-bas.

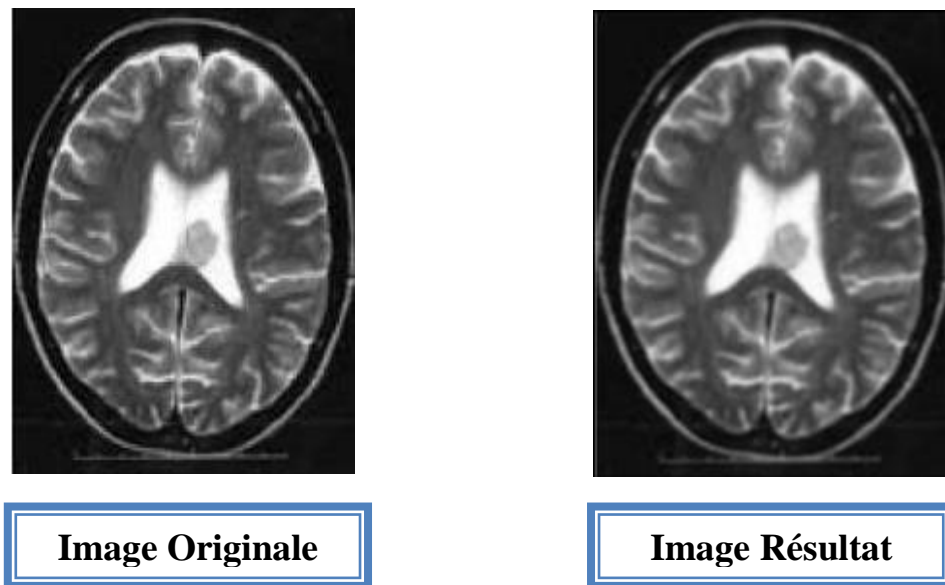


Figure II.3 : Résultat de filtrage Passe-bas.

2.1.2. Filtre passe- haut :

Les filtres passe-haut, à l'inverse des passe-bas, atténuent les composantes de basse fréquence de l'image et permettent notamment d'accentuer les détails et le contraste, c'est la raison pour laquelle le terme de "filtre d'accentuation" est parfois utilisé. [5]

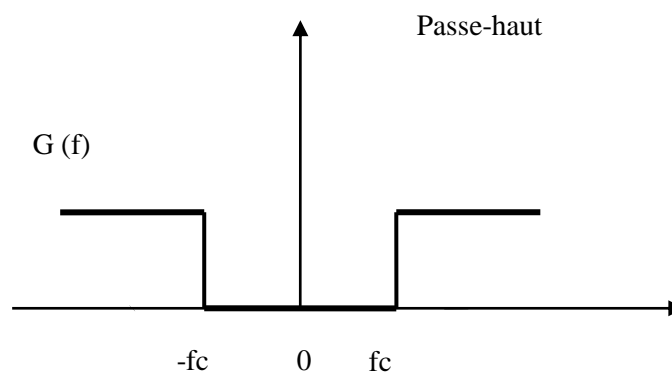


Figure II.4 : Filtre passe-haut.

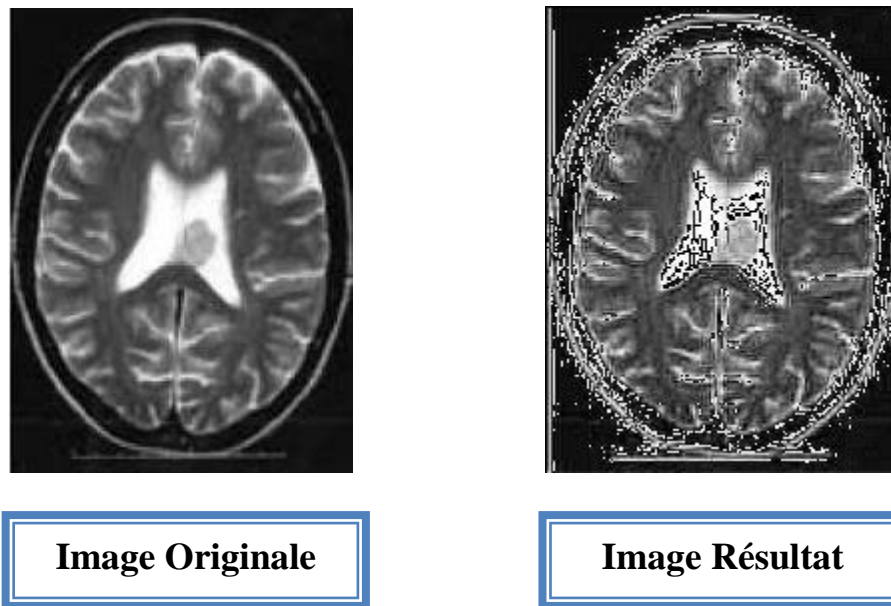


Figure II.5 : Résultat de filtrage Passe-haut.

2.1.3. Filtre passe bande :

Cette opération est une dérivée du filtre passe-bas .Les filtres passe-bande permettant d'obtenir la différence entre l'image originale et celle obtenue par application d'un filtre passe-bas. C'est à dire elle consiste à éliminer la redondance d'informations entre l'image d'origine et l'image obtenue par filtrage passe-bas.

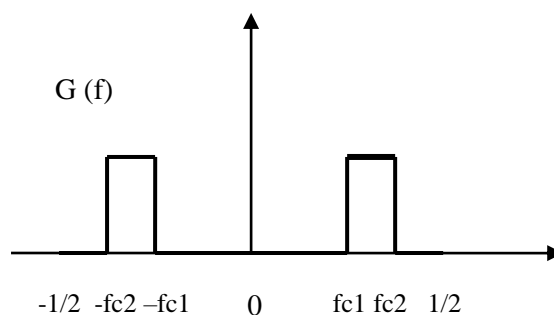


Figure II.6 : Filtre passe bande.

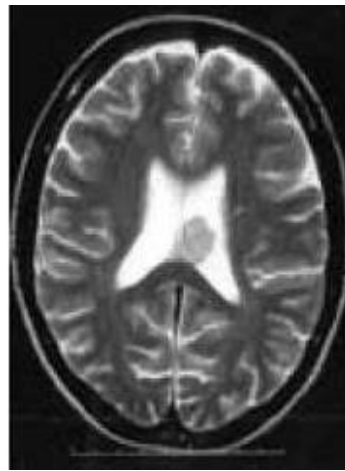


Image Originale



Image Résultat

Figure II.7 : Résultat de filtrage Passe bande.

2.1.4. Moyenne : [3]

Le pixel de l'image filtrée est une combinaison de ses proches voisins. Leur moyenne en l'occurrence, est la convolution de l'image avec le masque suivant :

$$M = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}$$

Son intérêt est qu'il ne change pas trop les contours mais en revanche il intègre un flou dans l'image.

Si on veut avoir une plus grande netteté, on choisit un filtre qui attribue au point central le poids le plus élevé comme il est représenté par les masques suivants :

$$M1 = \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

$$M2 = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}$$

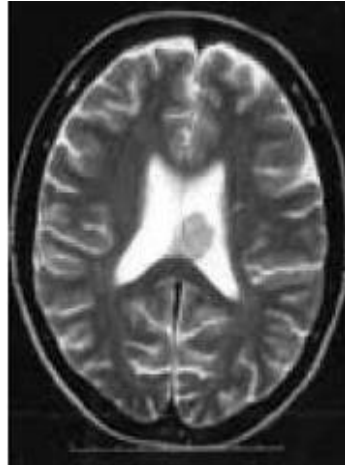


Image Originale

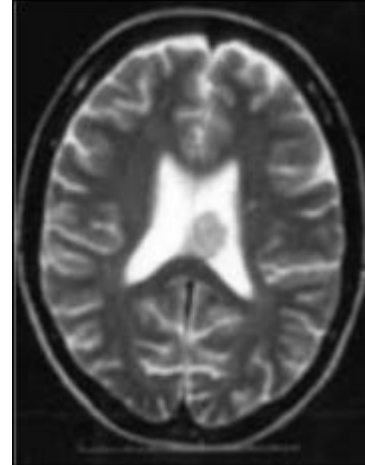


Image Résultat

Figure II.8 : Résultat de filtrage Moyenne.

2.2. Le filtrage non linéaire :

Ces opérateurs ont été développés pour pallier aux insuffisances des filtres linéaires. Dans ces filtres le niveau d'un pixel de l'image filtrée est toujours fonction du niveau des pixels environnants, mais le calcul n'est plus basé sur des combinaisons linéaires.

Les filtres les plus connus sont le filtre médian, le filtre maximum, le filtre minimum et le filtre morphologique.

2.1.1. Filtre médian:

Le filtrage médian est plus adapté que le filtrage linéaire pour réduire le bruit : car une image comporte des pixels aberrants (par exemple un seul pixel blanc au milieu d'une zone noire ou des pixels isolés répartis aléatoirement dans l'image qui dégradent la qualité de l'image) on dit qu'elle est "bruitée".

L'avantage de ce filtre réside dans le fait qu'il conserve les contours, alors que les autres types de filtres ont tendance à les adoucir.

La méthode basée sur le filtre médian est particulièrement adaptée lorsque le bruit est constitué de points isolés ou de lignes fines. Elle n'est applicable qu'aux images en niveaux de gris, ce filtre permet de prendre toutes les valeurs de niveaux de gris des pixels formant la valeur du pixel considéré et son voisinage, puis trie pour mettre la valeur *médiane* est celle situé au milieu de la liste obtenue à la place du pixel concerné.

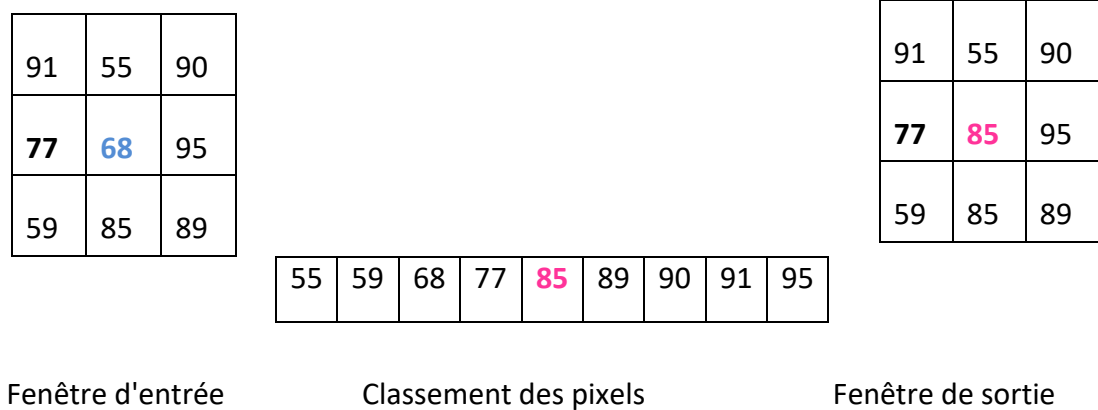


Figure II.9 : Application d'un filtre médian 3*3 sur une fenêtre 3*3.

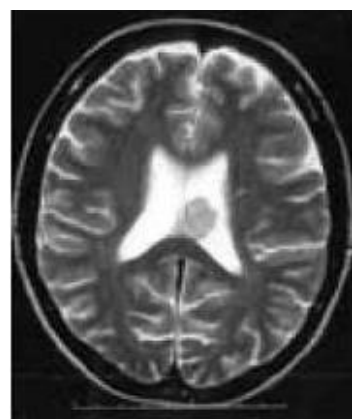


Image Originale

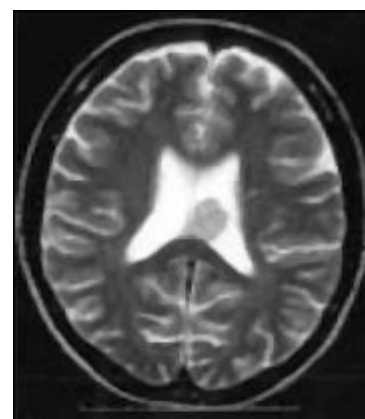


Image Résultat

Figure II.10 : Résultat de filtrage Médian.

2.1.2. Filtre maximum:

On applique le même principe que le filtre médian mais le pixel central dans ce cas sera remplacé par la valeur maximale selon le filtre de l'ensemble de pixels de la fenêtre de voisinage.

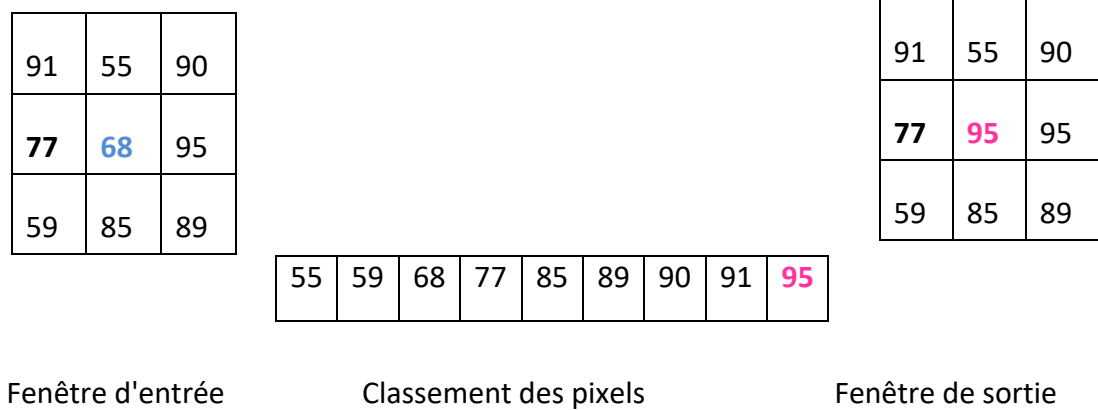


Figure II.11 : Application d'un filtre maximum 3*3 sur une fenêtre 3*3.

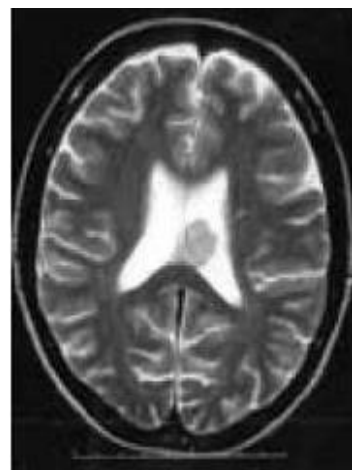


Image Originale



Image Résultat

Figure II.12 : Résultat de filtrage Maximum.

2.1.3. Filtre minimum:

Pour ce cas la valeur minimale prend la place du pixel concerné.

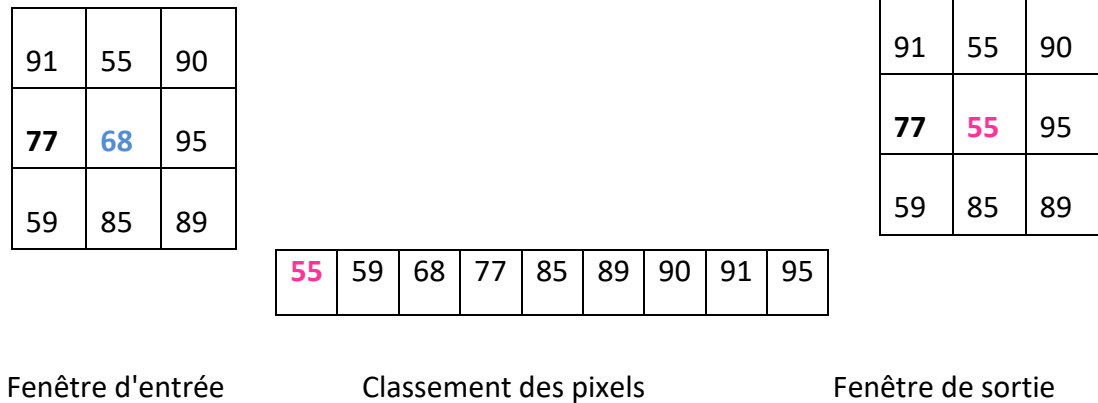


Figure II.13 : Application d'un filtre minimum 3*3 sur une fenêtre 3*3.

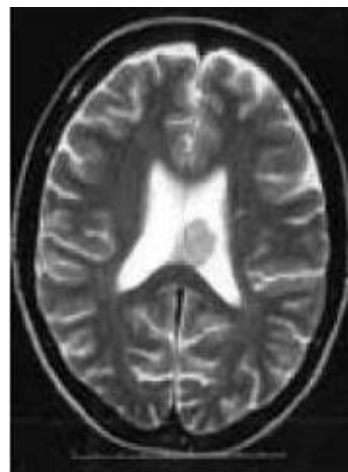


Image Originale

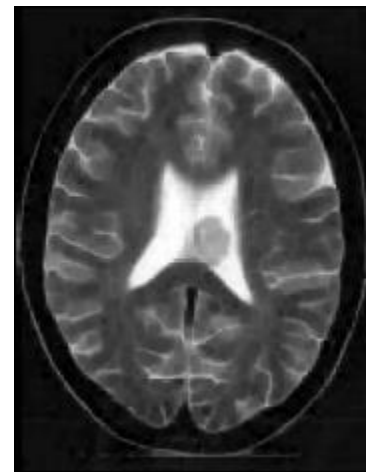


Image Résultat

Figure II.14 : Résultat de filtrage Minimum.

2.1.4. Filtre morphologique :

Ce type de filtrage est utilisé pour éliminer des pixels isolés dans une image binaire (deux niveaux de gris : noir (0) et blanc (1)), qui sont considérés

comme du bruit, il met en correspondance chaque pixel et ses voisins par une fonction logique (**ET**, **OU**), mais dans le cas d'une image à plusieurs niveaux de gris, le pixel, concerné est traité avec ses voisins par une fonction mathématique (**maximum**, **minimum**) respectivement. Parmi les opérateurs morphologiques nous citons :

a) La dilatation :

La *dilatation* a pour effet d'augmenter la taille des pixels. Elle effectue le **OU** logique pour des images binaires, ou la recherche de la plus grande valeur d'intensité pour des images à plusieurs niveaux de gris des huit voisins (au plus) du pixel considéré.

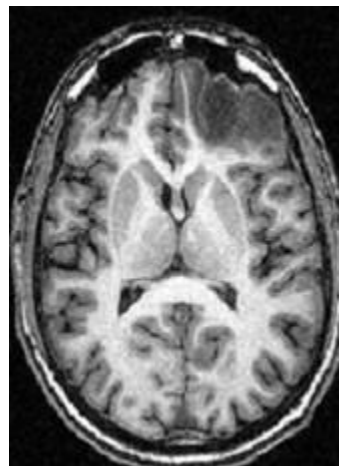


Image Originale



Image Résultat

Figure II.15 : Résultat de filtrage Morphologie (Dilatation).

b) L'érosion :

L'*érosion* consiste à réduire les pixels. Elle effectue le **ET** logique pour des images binaires, ou la recherche de la plus petite valeur d'intensité pour des images à plusieurs niveaux de gris des huit voisins (au plus) du pixel considéré.

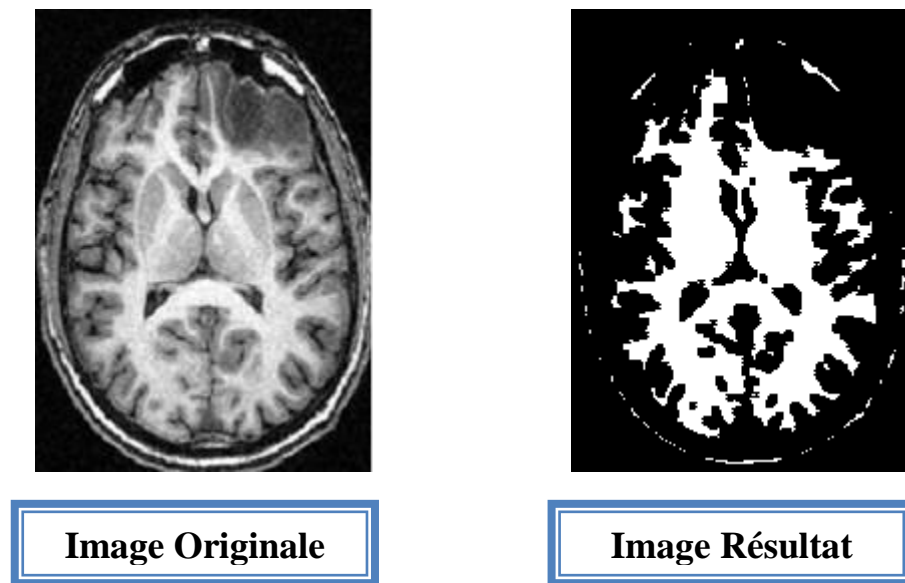


Figure II.16 : Résultat de filtrage Morphologie (Erosion).

c) L'ouverture :

L'*ouverture* consiste à éliminer des presqu'îles étroites des pixels. En appliquant d'abord une *érosion*, et ensuite une *dilatation*.

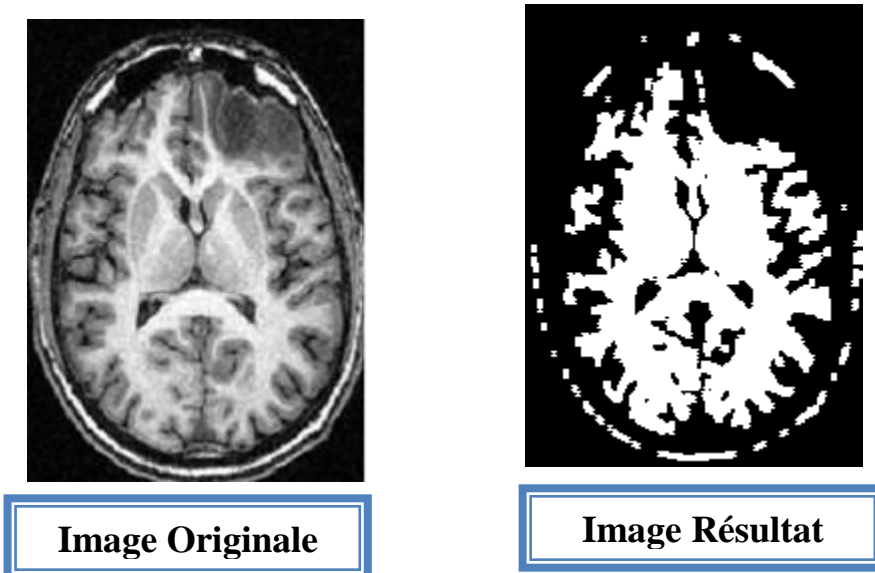
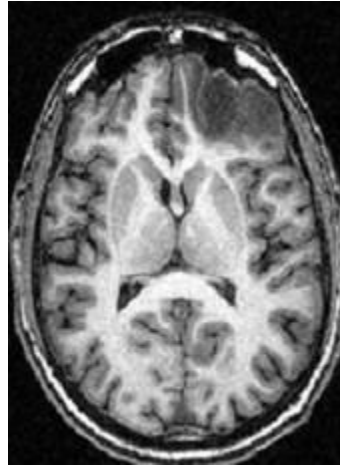


Figure II.17 : Résultat de filtrage Morphologie (Ouverture).

d) Fermeture :

A l'inverse de l'ouverture, la *fermeture* est une opération qui ferme les golfes et les petits trous. Pour faire une fermeture, on applique d'abord une *dilatation*, et ensuite une *érosion*.

**Image Originale****Image Résultat****Figure II.18 :** Résultat de filtrage Morphologie (Fermeture).**Interprétation des résultats :**

Nous constatons que les images traitées avec le filtre moyen présentent un lissage de l'image, ce qui introduit un flou sur les contours des objets. Cependant, le filtre médian préserve les principales transitions entre régions sombres et claires.

En ce qui concerne le filtrage morphologique nous avons constaté que :

- L'érosion élimine les composantes connexes, élargit les trous, sépare les formes proches.
- La dilatation bouche les trous, élargit les caps, soude les formes proches.
- L'ouverture lisse les formes, élimine les composantes connexes, conserve souvent la taille et la forme, ne conserve pas la topologie.
- La fermeture bouche les trous, conserve souvent la taille et la forme, ne conserve pas la topologie (soude les éléments proches).

D'après ces résultats, nous avons opté pour le filtre médian car il préserve les contours et il donne des images nettes et fait disparaître les points parasites.

3. La binarisation :

Binariser une image revient à trouver un seuil aux niveaux de gris. Un pixel dont la valeur est en dessous de ce seuil va alors prendre une des deux valeurs possibles et inversement un pixel dont la valeur est supérieure au seuil prendra la valeur opposée. La matrice représentant cette image ne va donc contenir que deux valeurs, typiquement des 0(noir) et des 1(blanc). Donc son but est de transformer une image multi-niveaux en une image binaire.

Pourquoi la binarisation ?

- La plupart des méthodes existantes travaillent sur une image simplifiée noire et blanche.
- Une bonne binarisation est une étape importante pour la reconnaissance.
- Une binarisation est un traitement irréversible car c'est le résultat d'une interprétation suivant un critère et une méthode.
- Les images non binarisées conservent toute l'information.

Algorithme de binarisation :

Début

Pour chaque pixel de l'image

Faire

Si le niveau de gris de pixel > S

Alors pixel = blanc (225)

Si non pixel = noir (0)

Fin si

Fait

Fin

4. Conclusion :

Le prétraitement est une étape très importante pour l'extraction des caractéristiques d'image, c'est un processus de bas-niveau, qui nécessite très peu d'informations sur le contenu des images.

1. Introduction

La segmentation consiste à créer des partitions dans l'image en identifiant des pixels similaires. Le critère de similarité permet de contrôler l'aspect final de la segmentation (regroupement par couleur, par homogénéité, par taille).

La segmentation a pour objectif de différencier des zones d'intérêt (par exemple objets / fond). C'est généralement une première étape d'un traitement plus complexe comme le filtrage adaptatif ou la reconnaissance de formes.

Les méthodes de segmentation étant sensibles au bruit, il est nécessaire de commencer par nettoyer l'image en appliquant les filtres usuels d'atténuation de bruit.

En imagerie médicale, la segmentation permet d'associer une structure anatomique à chaque position dans l'espace.

Le but de notre projet est la segmentation des images médicales, afin d'identifier les zones d'intérêts (par exemple : tumeurs si elles existent).

Cette segmentation s'effectuera à l'aide de diverses méthodes :

- Soit par une approche contours : Fixation des limites qui entourent les différentes entités dans l'image.
- Soit par une approche seuillage : Le seuillage a pour objectif de segmenter une image en plusieurs classes en utilisant l'histogramme.
- Soit par une approche croissance de régions : agrégation par caractéristiques communes qui consiste à regrouper l'image en régions suivant des caractéristiques homogènes.

2. Qu'est-ce que la segmentation ?

Il n'est pas aisé de trouver une seule définition de la segmentation car cette tâche est souvent confondue avec la classification ou l'étiquetage.

Segmenter une image signifie trouver ses régions homogènes et ses contours. Ces régions et Contours sont supposés être pertinents, c'est-à-dire que les régions doivent

correspondre aux parties significatives d'objets du monde réel, et les contours à leurs contours apparents. [24]

Définition formelle

Soit :

- X le domaine de l'image
- f la fonction qui associe à chaque pixel une valeur $f(x,y)$.

Si nous définissons un prédicat P sur l'ensemble des parties de X , la segmentation de X est définie comme une partition de X en n sous-ensemble $\{R_1, \dots, R_n\}$ tels que :

1. $X = \bigcup_{i=1}^n R_i$
2. $\forall i \in \{1, \dots, n\} R_i$ est connexe
3. $\forall i \in \{1, \dots, n\} P(R_i) = \text{vrai}$
4. $\forall i, j \in \{1, \dots, n\}^2 R_i$ est adjacente à R_j et $i \neq j \implies P(R_i \cup R_j) = \text{faux}$

Où \cup représente une union d'ensemble disjoints.

Le prédicat P est utilisé pour tester l'homogénéité des ensembles R_i . Ces sous-ensembles constituent les régions de l'image. Une segmentation de l'image est donc sa décomposition en un ensemble de régions homogènes, le critère d'homogénéité P restant à déterminer. [25,26]

Les conditions de la définition se résument comme suit :

- La première condition implique que tout pixel de l'image appartienne à une région et une seule. Cela signifie que l'algorithme de segmentation ne doit pas se terminer avant d'avoir traité tous les points.
- Toute région doit être connexe.
- Chaque région doit être homogène.

- La fusion de deux régions ne doit pas être homogène. Il est important de remarquer que le nombre n de régions formant la partition de l'image reste indéterminé. Il peut donc exister plusieurs segmentations possibles pour un prédicat P donné.

3. Détection des contours

3.1. Définition d'un contour

Par définition, un contour est une brusque variation du niveau de gris dans une image d'une amplitude a et avec une pente p . un contour peut être défini comme une « marche d'escalier » si le contour est net, comme une « rampe » si le contour est plus flou ou comme un « toit » s'il s'agit d'une ligne sur un fond uniforme. : [27]

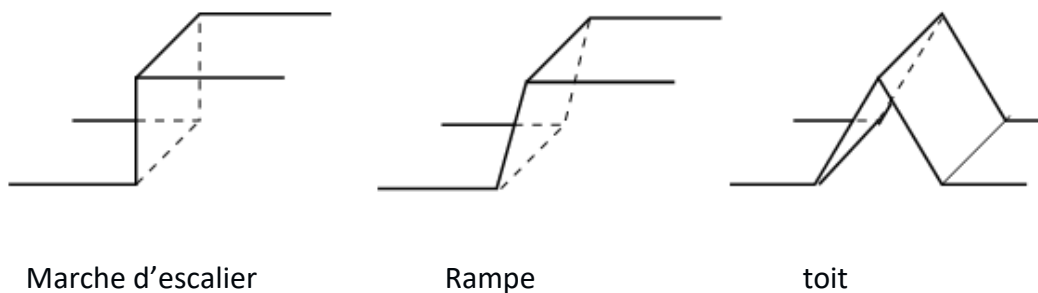


Figure III.1: Quelques méthodes de contours. Le plus utilisé est celui en marche d'escalier.

3.2. Les méthodes de détection de contour

3.2.1. Méthodes dérivatives du premier ordre (Approche Gradient)

Si $f(x, y)$ représente une image, le gradient n'est autre que l'application directe de la dérivée première et il s'écrit: [19]

$$\nabla f(x, y) = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x}(x, y) \\ \frac{\partial f}{\partial y}(x, y) \end{bmatrix}$$

À cette méthode on succède les opérateurs de **Prewitt**, Sobel ou **Kirsch**.

a) Présentation des opérateurs de Sobel et Prewitt

Ces détecteurs utilisent un filtre linéaire qui a l'avantage d'effectuer deux opérations en même temps, un lissage de l'image et une dérivation. Ils restent sensibles au bruit mais donnent de bons résultats sur des images non bruitées. Voici les deux filtres impliquant un opérateur horizontal et un opérateur vertical.

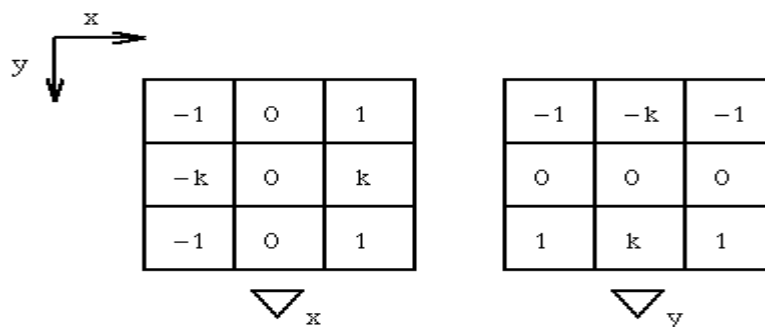


Figure III.2 : Masques de convolution des opérateurs de Prewitt (k=1) et de Sobel (k=2)

L'opérateur de **Prewitt** est défini pour une valeur de k=1 et **Sobel** pour k=2. Ces opérateurs calculent les variations dans seulement deux directions et ont tendance à donner des contours légèrement épais, ce qui dans certains cas peut être gênant.

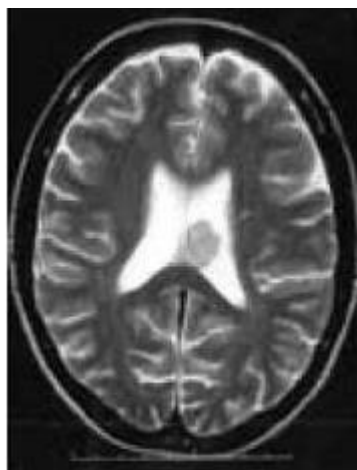


Image originale

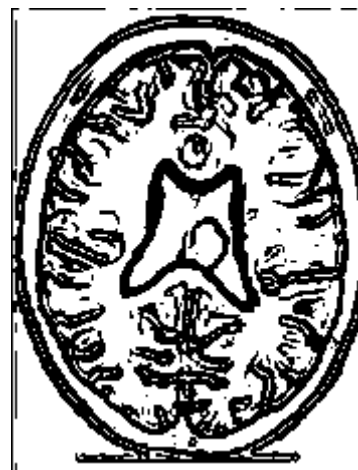


Image résultat

Figure III.3 : Extraction de contour par le détecteur Sobel.

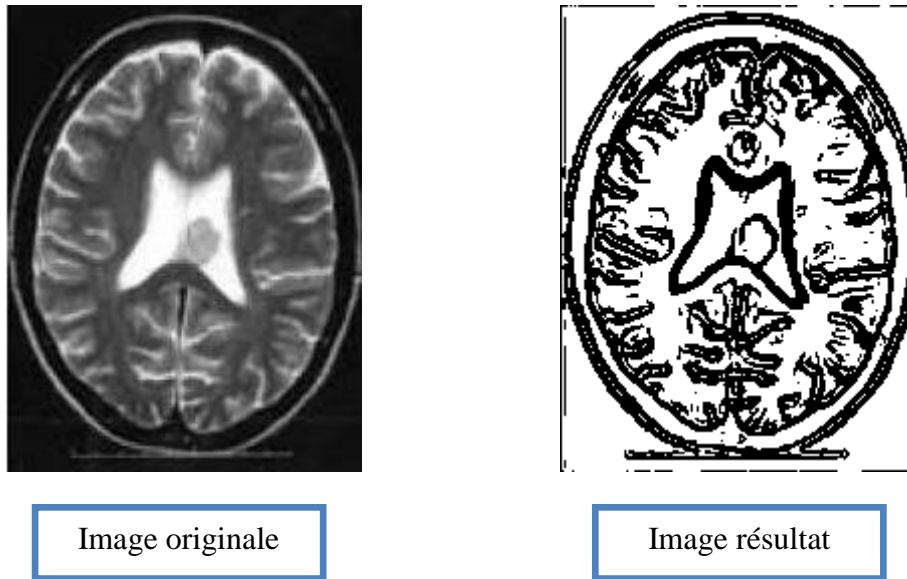


Figure III.4: Extraction de contour par le détecteur Prewitt.

b) Présentation des opérateurs de Kirsch

Lorsque plusieurs contours se rejoignent en un point, la détection sur seulement deux directions peut être insuffisante. L'opérateur de **Kirsch** est un opérateur à huit masques correspondant chacun à une direction préférentielle et obtenue par rotation de $\pi/8$ de l'opérateur de base H_0 :

$$h_0 = \begin{pmatrix} -5 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & 3 \\ -3 & -3 & -3 \end{pmatrix} \quad h_1 = -3 \begin{pmatrix} -3 & -5 & 5 \\ 0 & 5 & \\ -3 & -3 & -3 \end{pmatrix}$$

Le gradient retenu sera celui correspondant à la valeur maximum donnée par :

$$\text{Max}_{i=1,\dots,3} |H_i * f|$$

L'orientation retenue pour le contour sera celle correspondante au masque ayant permis d'obtenir le gradient maximum.

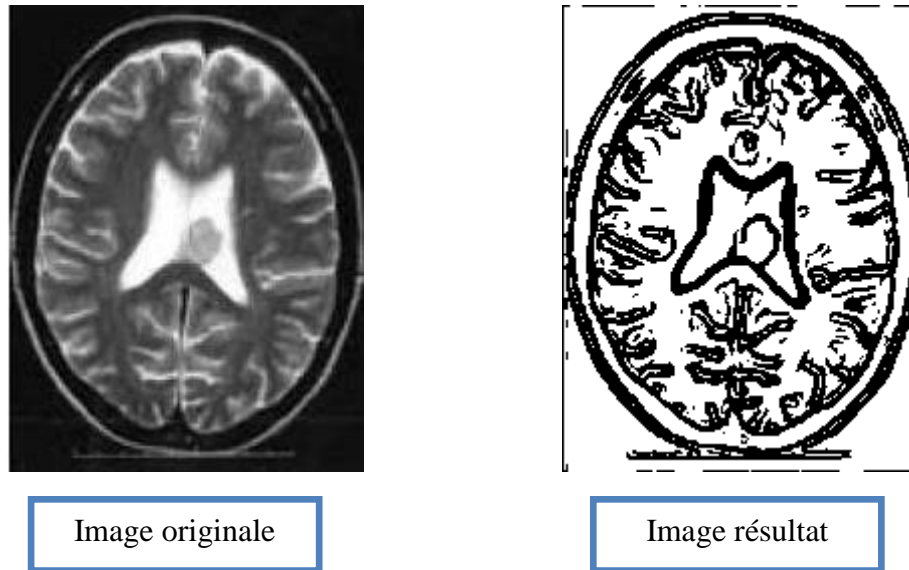


Figure III.5 : Extraction de contour par le détecteur Kirsch.

4. segmentation par seuillage

4.1. Seuillage

Le seuillage a pour objectif de segmenter une image en plusieurs classes en n'utilisant que l'histogramme. L'information associée à l'image permet à elle seule la segmentation c'est-à-dire qu'une classe est caractérisée par sa distribution de niveaux de gris. À chaque pic de l'histogramme est associée une classe de pixels, les pixels appartenant à une même classe et étant connexe formant des régions. Il existe de très nombreuses méthodes s'appliquent si l'histogramme contient réellement des pics séparés. De plus ces méthodes ont très souvent été développées pour traiter le cas particulier de la segmentation en deux classes (c'est-à-dire le passage à une image binaire) et leur généralité face aux cas multiclassés n'est que très rarement garantie.

Le seuillage d'un histogramme en (n) classes consiste à déterminer $(n-1)$ seuils tels que chaque classe soit associée à un intervalle de niveau de gris distincts.

Les méthodes de segmentation basée sur le choix d'un ou plusieurs seuils, sont aujourd'hui utilisées dans les applications très particulières. On les retrouvera en contrôle qualité ou la maîtrise du milieu ambiant et la simplicité des scènes permet d'avoir de très bonnes conditions d'éclairage. [30]

Dans ces types d'application les deux grands avantages du seuillage sont exploités : la simplicité et la rapidité.

4.2. Les techniques de seuillage

a) Le seuillage globale

Cette technique traite d'une manière identique tous les points de l'image à partir d'un seuil déterminé préalablement.

b) Le seuillage adaptatif

Il consiste à fixer deux seuils SB et SH tel que $SB < SH$.

Les pixels dont les niveaux de gris inférieurs à SB sont noirs, et ceux qui sont supérieurs à SH sont blancs, tandis que les pixels des niveaux de gris compris entre $SB < SH$, sont soit **noir** soit blanc selon la couleur de leur voisins. Le choix du seuil peut être fait empiriquement, mais aussi d'une manière automatique. [22]

c) Le seuillage automatique

Dans cette technique le seuil est déterminé automatiquement par la méthode des différences cumulées qui est décrite comme suit :

Soit le voisinage suivant :

Y1	Y2	Y3
Y8	Y0	Y4
Y7	Y6	Y5

On définit la différence positive par :

$$S_P = \sum_{i=1}^8 (Y_0 - Y_i) * 1(Y_0 - Y_i)$$

Et la différence négative par :

$$S_N = \sum_{i=1}^8 (Y_i - Y_0) * 1(Y_i - Y_0)$$

Avec : $1|Y|=1$ si $Y>0$ et $1|Y|=0$ si $Y<0$

Si on cumule soit les différences positives, soit les différences négatives en parcourant toute l'image pour chaque niveau de gris, on obtient un tableau dont l'indice du maximum des cumulés correspond au seuil recherché. [22]

5. segmentation par la croissance de régions

5.1 Présentation de la croissance de régions

La méthode de croissance de régions consiste à extraire une zone d'intérêt d'une image en faisant croître une région à partir d'un germe constituant un sous ensemble de la zone recherchée.

La croissance est régie par un critère de propagation pouvant être basé sur des propriétés photométriques, mais également géométriques ou topologiques.

Les caractéristiques propres de chaque région étant communes et mesurée (surface, intensité, colorimétrie, texture,...).

À partir d'un point initial, cette méthode agrège les pixels suivant un double critère qui sont : l'homogénéité et l'adjacence. Cette agrégation de pixels est contrôlée par un prédicat (expression booléenne). Le processus s'applique sur une ou plusieurs régions. Pour chaque région, il comprend une phase d'initialisation et une phase récursive. La phase récursive modifie la région R représentant l'objet segmenté. La région R correspond à l'ensemble des éléments non segmentés. Le contenu d'une région à l'itération n est noté R[n].

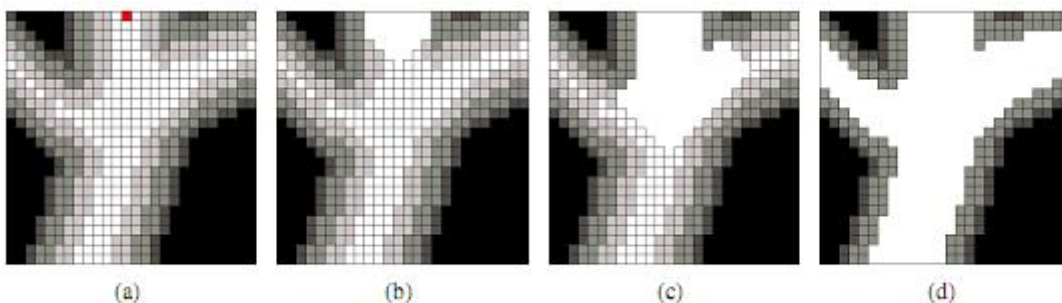


Figure III.6 Principe de la croissance de région sur une image 2D : (a) image initiale à cinq niveaux de gris (point germe en rouge, en haut de l'image), (b) et (c) sont les étapes successives de croissance de région jusqu'à l'obtention du résultat (d).

a) Définition formelle (Segmentation par croissance de région)

Soit :

- $F : E \rightarrow T$ une image à niveaux de gris.
- $g \in E$ le point germe
- C le critère Booléen choisis.
- $S \in E$ l'objet finalement segmenté.

Le processus de croissance de régions peut alors être défini comme la construction (non forcément déterministe) d'une suite $\{S_k\}_{k \in \mathbb{N}}$ définie par :

$$\begin{cases} S_0 = \{g\} \\ \forall k \geq 0, S_{k+1} = \begin{cases} S_k \cup \{e\} & \text{si } e \text{ un pixel tel que } C(e) \text{ est vrai} \\ S_k & \text{sinon} \end{cases} \end{cases}$$

La segmentation obtenue est alors donnée par :

$$S = \bigcup_{k=0}^{\infty} S_k = \lim_K S_k$$

La suite définie $\{S_k\}_{k \in \mathbb{N}}$ étant croissante, la méthode termine nécessairement dans le cas d'images finies. [31]

b) Germe initial:

L'initialisation de la croissance de région nécessite le positionnement de germe désignant la première région (**Figure 5.12** (a)). Bien entendu, le point germe doit faire partie de la région recherchée, au risque d'obtenir une segmentation partiellement, voire totalement erronée. Ce germe constitue donc la région initiale $R^{[0]}$.

c) Un processus récursif :

Suite à la phase d'initialisation, un processus récursif de déformation ajout progressivement des points situés à la périphérie de la région en train de croître, s'ils respectent le prédicat. Ces nouveaux points sont regroupés dans l'ensemble que l'on note $C[n]$. Étant donné une région initiale $R[0]$, la région suivante $R[n+1]$ est obtenue à partir de la région courante $R[n]$ et de la couronne $C[n]$ par la réunion suivante : **[32]**

$$R^{[n+1]} = R^{[n]} \cup C^{[n]}$$

Dans la croissance de région, la condition d'agglomération implique la définition d'un terme de similarité entre un point candidat et la région segmentée. Ce terme de ressemblance, appelé critère, est utilisé par le prédicat pour décider de l'ajout ou non d'un pixel. En pratique, le critère implique presque toujours une mesure d'homogénéité sur les intensités des points de la région segmentée.

d) Convergence, critère d'arrêt

Comme l'itération porte sur une région croissante et bornée, la convergence est assurée au bout d'un nombre fini d'itérations. Le processus de croissance peut s'arrêter selon deux scénarios :

- Toutes les régions satisfont le prédicat et la segmentation comprend n régions
- Il existe $n - 1$ régions qui vérifient le prédicat, la n ème région comprend les points ne vérifiant pas le prédicat. **[32]**

5.2. Propriétés de la croissance de région

Il existe trois propriétés qui sont :

1. La croissance de régions permet de segmenter un objet d'intérêt par la simple désignation de cet objet. Cette particularité la rend attrayante pour les applications médicales. **[33]**
2. La croissance de régions n'intègre pas par défaut de terme de régularisation. La méthode ne nécessite pas de lisser le contour de la région segmentée

contrairement à d'autres méthodes comme les contours actifs. Dans le cadre de la quantification pour l'imagerie médicale, ce terme de régularisation peut provoquer une erreur de mesure. [34]

3. Une propriété consécutive au point précédent et à l'origine de la principale faiblesse de la méthode : sa sensibilité aux points de fuite. Un point de fuite se définit par la connexion de deux régions distinctes aux propriétés statistiques semblables. (La figure 5.13 (a)) montre l'image d'origine sur laquelle est appliquée la croissance de région. Un artéfact est visible en haut à droite dû à la modalité d'acquisition de l'image. (La figure 5.13 (b)) montre le contour du résultat de la segmentation. La croissance de région se propage dans l'artéfact et empêche une segmentation correcte de l'objet recherché [32].

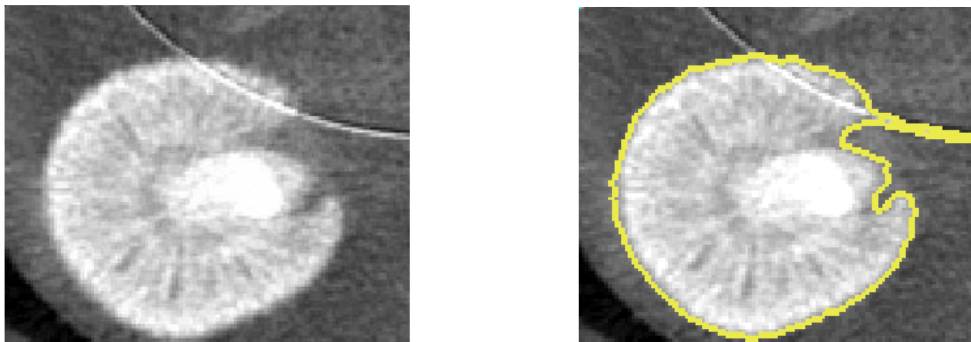


Figure III.7 Sensibilité de la croissance de région aux points de fuites : (a) image initiale avec un point de fuite (artéfact) en haut à droite de l'image et (b) résultat de la segmentation.

5.3. Paramètres de la croissance de régions

Dans le contexte de l'imagerie médicale, De nombreuses variantes ont été proposées pour améliorer le processus. Elles peuvent être classées en deux groupes suivant si l'effort porte sur:

- Le type d'agrégation : sélection de points candidats à l'agglomération.
- Le choix de la mesure ou du critère.

Dans le premier groupe, les variantes portent sur l'évolution de la carte de segmentation et agissent sur des paramètres tels que les germes ou les points candidats à

l'agglomération. Dans le second groupe, elles se focalisent sur l'élaboration de nouveaux critères. [32]

5.3.1. Initiation et sélection des germes

Un germe est pris au hasard dans l'image et on construit une première région à partir de ce germe. Lorsque la région converge, un autre germe est choisit parmi les points non rejetés. Il faut fusionner les régions pour diminuer le nombre de régions obtenues .La fusion supprime les régions trop petites et regroupe les régions ayant les mêmes caractéristiques.

5.3.2. Points candidats à l'agglomération

Les points candidats à l'agglomération sont des pixels périphériques à la région en train de croître et sont généralement définis par le voisinage N_E . Ils appartiennent à un ensemble C tel que :

$$\bar{C} = \{x \in R \setminus N_E(x) \cap R \neq \emptyset\} /$$

5.4. Principe de l'algorithme de la croissance de région

Consiste à agréger deux pixels x et y si leurs intensités $I(x)$ et $I(y)$ sont similaires. Le critère de similarité est défini par :

$$f(I(x); I(y)) \leq \delta, \text{ où } \delta \text{ est un seuil fixé.}$$

Cette inégalité définit le contrôle qui autorise ou non la déformation de la carte de segmentation.

Afin d'appliquer ce principe l'algorithme est basé sur :

- Utilisation d'une fonction nommée critère pour mesurer le degré de similarité du pixel examiné avec la région en cours de formation.
- Initialisation de pixel de départ, appelé noyau ou région noyau (germe).
- Croissance de la région en respectant la connexité des pixels avec la région et en examinant la possibilité d'appartenance à la région en cours de formation.

Le processus s'arrête selon deux conditions:

1. Si toutes les régions ont été formées est s'il n'existe plus de pixel candidat, ou de région noyau.
2. Si la fonction critère n'est plus vérifiée pour tous les pixels voisins à la région en cours de formation.

a) Algorithme principal de la croissance de régions

Début

// Ouvrir l'image

Pour chaque pixel $I(x, y)$ **Faire** // On parcourt toute l'image

Si $I(x,y) < > 0$ **Alors** // Pour assurer que ce pixel n'est pas // encore examiné

Sauvegarder le point de départ $I(x,y)$;

// Pour ne pas utiliser ce point ultérieurement //

CROISSANCE(x,y) ;

Incrémenter Numérosegment ; // Numéroté les régions

Fsi

Fp

Fin

b) Fonction de calcul de critère

La fonction qui calcul le critère fait la différence entre le niveau de gris du noyau de la région et le pixel candidat, pour faire fusionner le pixel courant avec la région en cours de formation il faut que le résultat soit inférieur à un seuil (noté SEUIL), si non on passe a un autre candidat la fonction est la suivante :

Fonction critère (i, j :entier):Booléen;

Début

Critère = [Valeur absolue ((niveau de gris du pixel courant)-segvaleur)] \leq seuil;

//segvaleur c'est le niveau de gris de la région en cours de formation

Fin

c) Discussion

Le principal avantage de la récursivité réside dans sa simplicité d'implémentation, sa vitesse d'exécution est rapide, mais il présente plusieurs inconvénients :

1. Un algorithme de croissance récursive ne tient compte d'aucune hiérarchie dans l'appartenance des points examinés. Les points ayant un fort degré d'appartenance à la région en cours de formation sont traités de la même façon que les autres points. En fait il se peut que des points éloignés du noyau peuvent lui être associés avant que d'autres points plus proches ne soient examinés.
2. À cause de la récursivité de l'algorithme, il arrive parfois que cette simplicité rencontre un problème au niveau de la gestion de la mémoire, et la gestion de la pile, car la fonction de récursivité appelle elle-même, alors à chaque appel l'adresse actuelle de l'appel est stockée dans la pile.

d) Procédure croissance de régions

Procédure CROISSANCE(x, y)

Début

// On met $I(x,y)$ à 0 afin de ne pas réexaminer $I(x,y)$;

Pour tout pixel adjacent à $I(x,y)$ **Faire**

Si ($I(x,y) < 0$) ET ($\text{Critere}(\text{Pixel}) = \text{Critere de départ}$) **Alors**

// Il faut que le critère du pixel courant soit le même avec celui du germe initial et ce.

// pixel n'est pas encore pris.

CROISSANCE (Pixel) ;

Fsi

Fp

Fin

L'application de cet algorithme nous donne le résultat suivant :

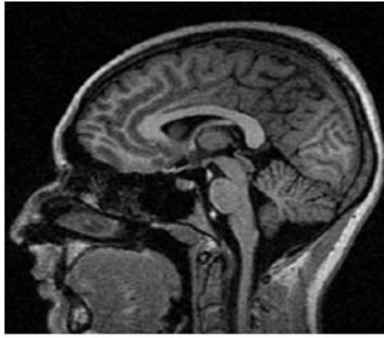


Image originale

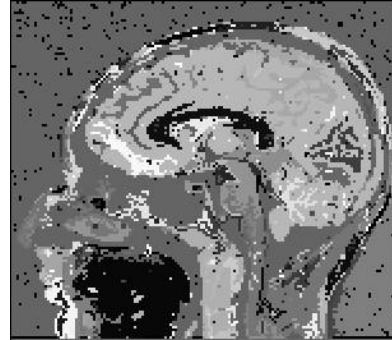


Image résultat

Figure III.8 : résultat de Segmentation par croissance de région.

6. Conclusion

La segmentation par les contours semble être limitée et nous donne des contours très épais, parfois non fermés, qui se chevauchent compliquant l'identification des frontières et par suite la reconnaissance des différentes régions.

La qualité de la segmentation en régions homogènes dépend des critères d'homogénéité (similarité) choisis et aussi de type de l'image.

Après le travail effectué, on note que la difficulté à segmenter une image est dû à la complexité structurelles des images médicales pour extraire la structure d'intérêt.

1. Introduction

Le but de notre projet est de réaliser un logiciel qui permet de segmenter les différentes images médicales ainsi que des tumeurs si elles existent, en utilisant trois approches : extraction de contour, seuillage et croissance de région. Et aussi d'effectuer des opérations de prétraitement tel que filtrage, Ce logiciel a été réalisé dans l'environnement WINDOWS XP, et implémenté avec le langage de programmation **C#**, qui nous offre une interface conviviale à notre logiciel.

2. Le langage Visual C# [12]

C# est un langage de programmation conçu pour la création d'une large gamme d'applications qui s'exécutent sur le .NET Framework. C# est simple, puissant, de type sécurisé et orienté objet. Avec ses nombreuses innovations, C# permet le développement rapide d'applications tout en conservant la simplicité et l'élégance des langages de style C.

Visual C# est une implémentation du langage C# par Microsoft Visual Studio prend en charge Visual C# avec un éditeur de code complet, un compilateur, des modèles de projet, des concepteurs, des Assistants Code, un débogueur puissant et simple d'utilisation, ainsi que d'autres outils. La bibliothèque de classes .NET Framework donne accès à de nombreux services de système d'exploitation et d'autres classes utiles, bien conçues qui permettent d'accélérer considérablement le cycle de développement.

3. Présentation du logiciel

Notre application utilise tous les moyens offerts par WINDOWS XP à savoir :

- L'utilisation indifférente de la souris et du clavier pour les différentes manipulations.
- La barre de boutons à manipulation pratique permettant un accès rapide aux principales fonctions du système.

Notre logiciel présente le menu suivant :

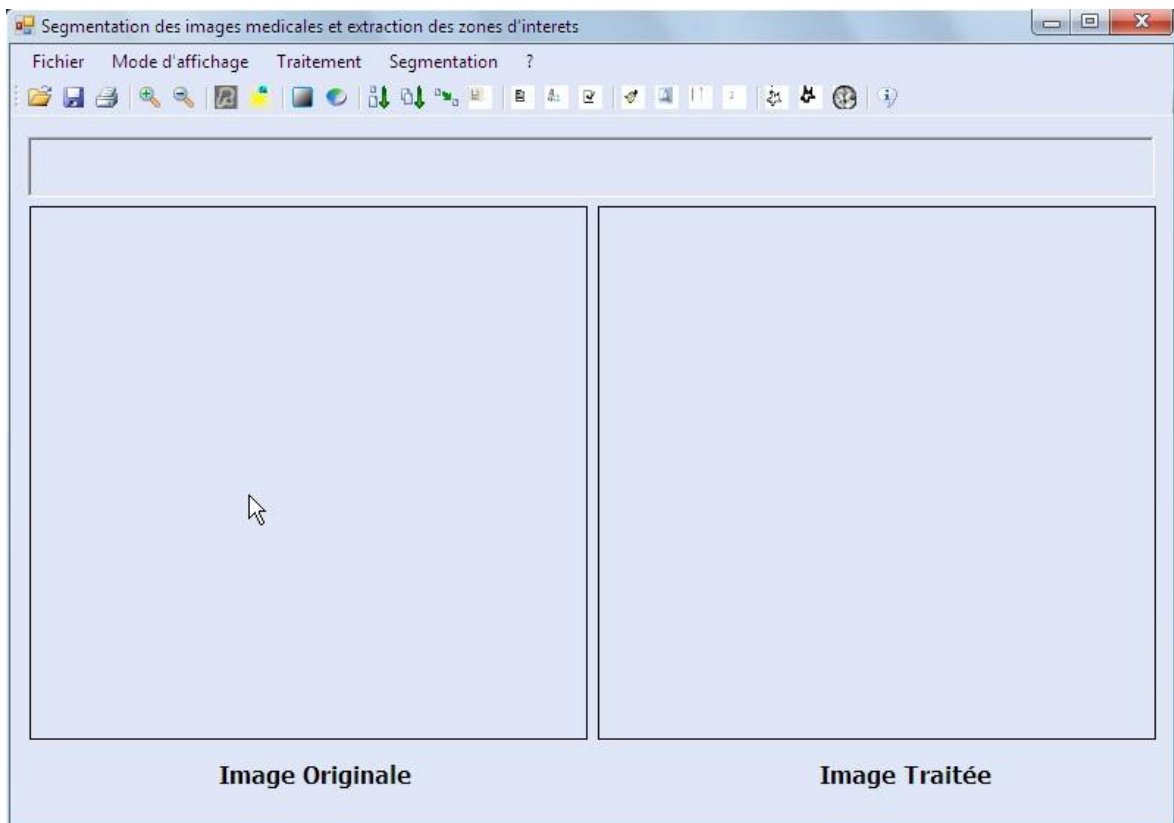


Figure IV.1 : La fenêtre principale du logiciel.

4. Menu du logiciel et la barre d'icônes

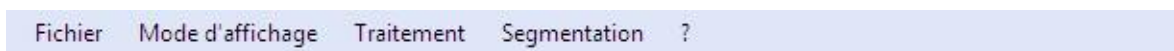


Figure IV.2 : Le menu du logiciel.

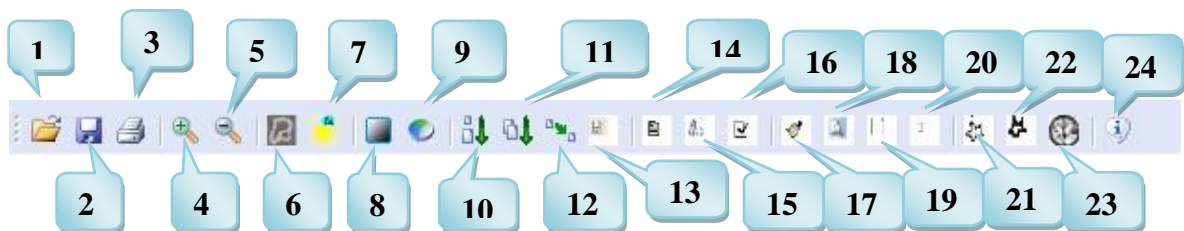


Figure IV.3 : La barre d'icône.

- 1** : Ouvrir un fichier image de type **Bmp** ou **Jpg**.
 - 2** : Enregistrer, permet d'enregistrer l'image traitée (résultante).
 - 3** : Imprimer l'image traitée.
 - 4** : Zoom en avant.
 - 5** : Zoom en arrière.
 - 6** : Segmentation par croissance du région.
 - 7** : Segmentation par seuillage.
 - 8** : Convertir l'image e en gris
 - 9** : Appliquer le contraste
 - 10** : Passe-bas.
 - 11** : Passe-haut.
 - 12** : Passe-bande.
 - 13** : Moyenne.
 - 14** : Filtre médian.
 - 15** : Filtre maximum.
 - 16** : Filtre minimum.
 - 17** : Dilatation.
 - 18** : Erosion.
 - 19** : Ouverture.
 - 20** : Fermeture.
- Diagram illustrating the classification of filters:
- Filtrage linéaire** (Linear filtering):
 - 10 : Passe-bas.
 - 11 : Passe-haut.
 - 12 : Passe-bande.
 - 13 : Moyenne.
 - Filtrage non linéaire** (Non-linear filtering):
 - 14 : Filtre médian.
 - 15 : Filtre maximum.
 - 16 : Filtre minimum.
 - Filtrage non linéaire morphologique** (Non-linear morphological filtering):
 - 17 : Dilatation.
 - 18 : Erosion.
 - 19 : Ouverture.
 - 20 : Fermeture.

- 21 : Sobel.
 - 22 : Prewitt.
 - 23 : Kirsch.
 - 24 : Afficher la fenêtre A propos.
- } Détection des contours.

4.2. Menu Traitement

a) **Sous menu Filtrage linéaire:** il y a quatre types de filtrage linéaire:

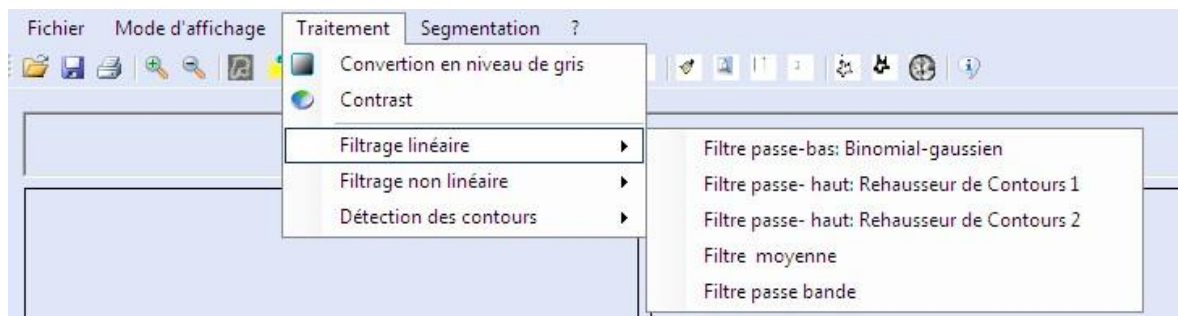


Figure IV.4: Sous menu filtrage linéaire.

- a.1) **Filtre passe-bas** : permet de filtrer l'image avec le filtre passe-bas.
- a.2) **Filtre passe-haut** : permet de filtrer l'image avec le filtre passe-haut.
- a.3) **Filtre passe bande** : permet de filtrer l'image avec le filtre passe bande.
- a.4) **Filtre moyen**: permet de filtrer l'image avec le filtre moyen.

b) **Sous menu Filtrage non linéaire** : il y a quatre types de filtrage non linéaire:

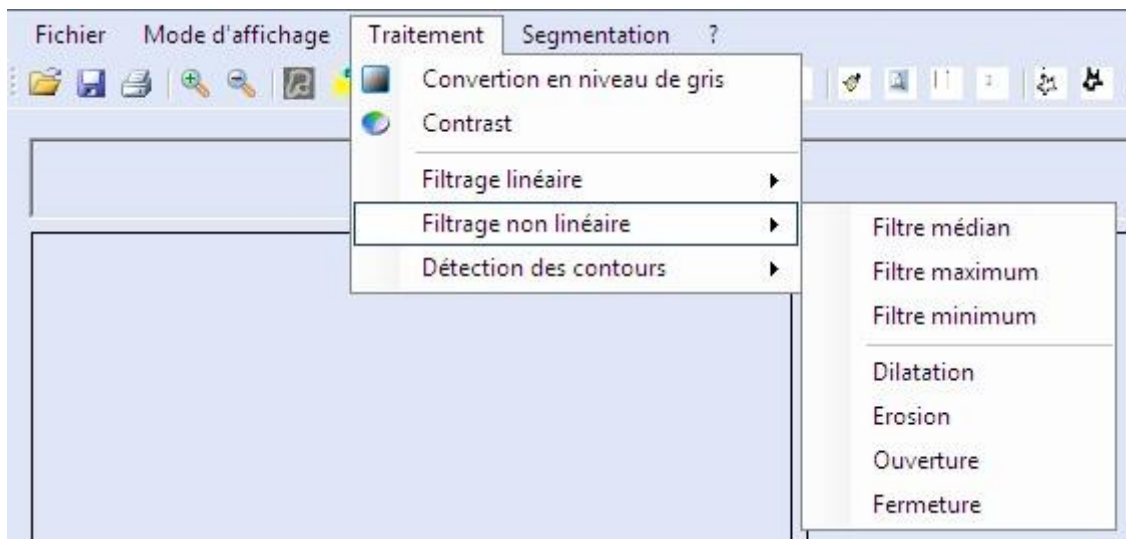


Figure IV.5 : Sous menu filtrage non linéaire.

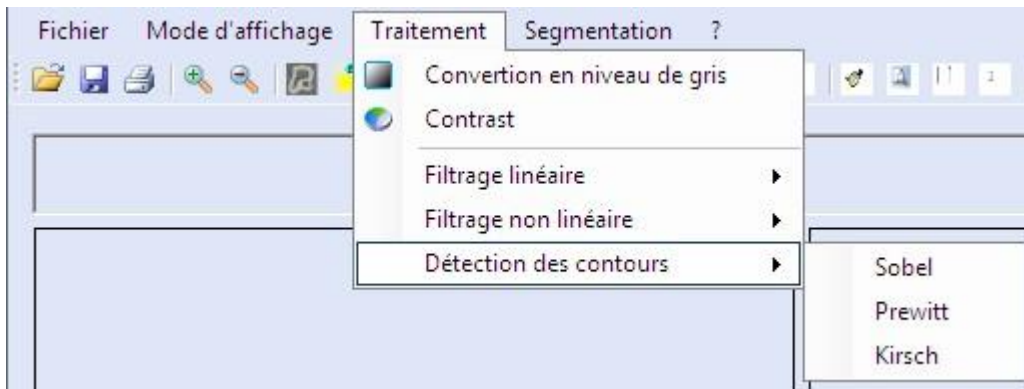
b.1) Filtre médian: permet de filtrer l'image avec le filtre médian.

b.2) Filtre maximum: permet de filtrer l'image avec le filtre maximum.

b.3) Filtre minimum: permet de filtrer l'image avec le filtre minimum.

b.4) Filtre morphologie:

- **Dilatation :** permet de dilater l'image.
- **Erosion :** permet d'éroder l'image.
- **Ouverture :** permet de calculer l'ouverture morphologique de l'image.
- **Fermeture :** permet de calculer la fermeture morphologique de l'image.

c) Sous menu Détection des contours**Figure IV.6 :** Le menu Détection des contours.

- a) **Sobel** : permet la détection de contours de l'image filtrée par l'opérateur de Sobel.
- b) **Prewitt** : permet la détection de contours de l'image filtrée par l'opérateur de Prewitt.
- c) **Kirsch** : permet la détection de contours de l'image filtrée par l'opérateur de Kirsch.

4.3. Fenêtre segmentation par seuillage

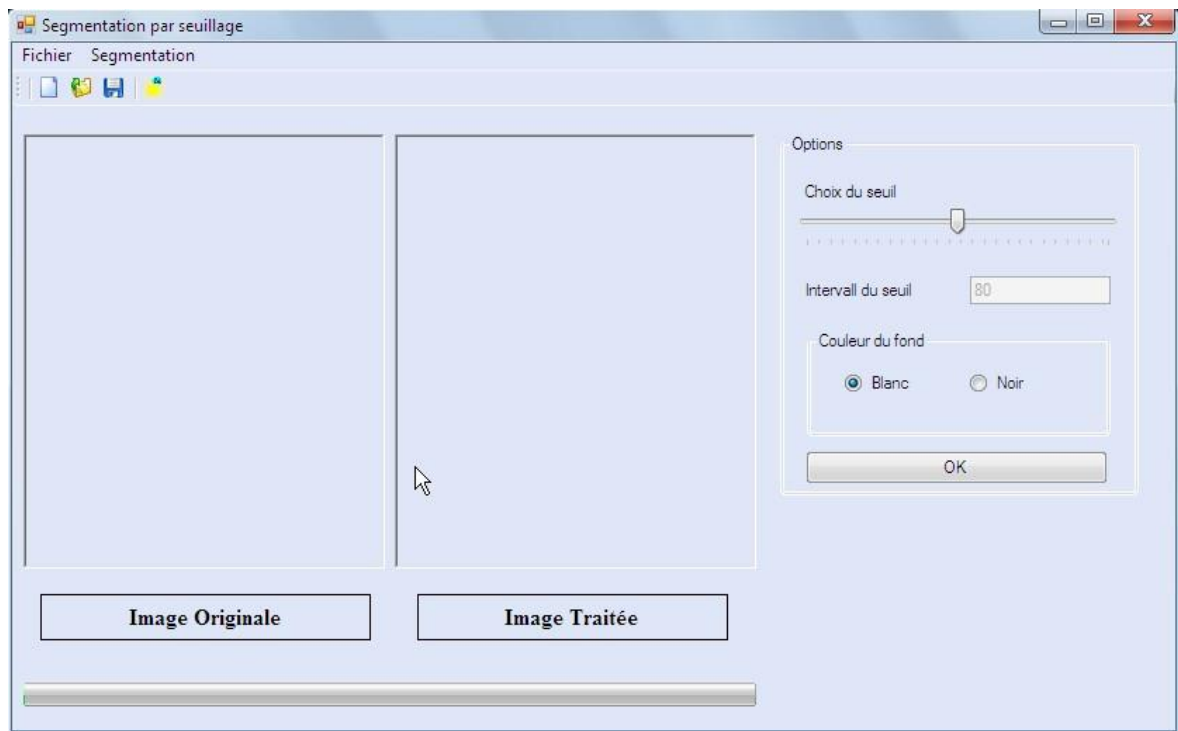


Figure IV.7 : Fenêtre segmentation par seuillage.

4.4. Fenêtre segmentation par croissance de région

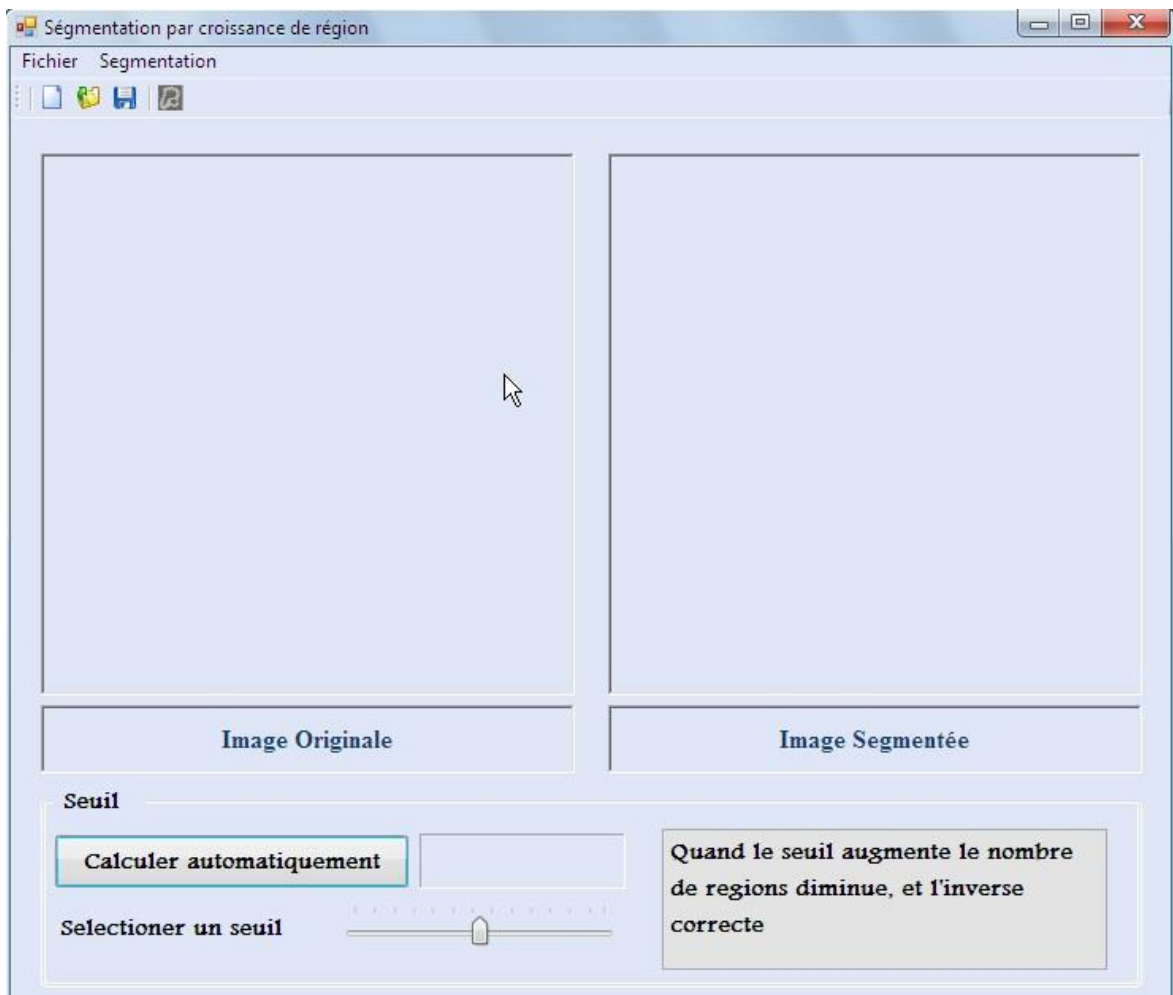


Figure IV.8: Fenêtre segmentation par croissance de région.

5. Conclusion

Notre logiciel comporte tous les traitements et les algorithmes étudiés et présentés dans ce mémoire, dont principalement : le prétraitement, la segmentation avec toutes les méthodes présentés : extraction de contour, seuillage et croissance de région, sans oublier aussi les fonctions de bases de gestions des fichiers d'images, tel que les différentes commandes attachées aux menu du fichier et barre d'outils, afin d'avoir une interface simple et souple à l'utilisation.

Conclusion générale :

A l'issue de ce travail on peut le constater sur les images illustrant ce mémoire, les techniques de segmentation présentées ici ne génèrent pas une solution optimale. Les résultats obtenus dépendent énormément du pré-filtrage effectué et du critère d'homogénéité choisi.

Pour résoudre ce problème, Il existe d'autres techniques de segmentation plus complexes permettent d'obtenir de meilleurs résultats. Citons notamment :

- La décomposition adaptative (Adaptive Split)
- La recherche de formes géométriques (Model based segmentation)
- L'approche probabiliste (relaxation)
- Le regroupement (k-mean, mean shift)

BIBLIOGRAPHIE



[3] Djamila TARFAYA et Mebarka DIB, système de reconnaissance des empreintes digital. Mémoire d'ingénieur de l'université de Laghouat, 2006.

[8] Guesdon VINCENT, détection efficace de contours d'images. Mémoire présenté comme exigence partielle de la maîtrise en informatique de l'université du québec en outaouais, 12 octobre 2004.

[4] Rachid DERICHE, Techniques d'extraction de contours. INRIA Sophia-Antipolis, 2004.

[9] Raphaele BALTER, Construction d'un maillage 3D évolutif et scalable pour le codage Vidéo. Thèse de docteur de l'université de rennes 1, 27 mai 2005.

[10] Xavier Philippeau, Segmentation en régions, 05 janvier 2008.

[11] Arnaud Chanu, Tutoriel sur la segmentation d'images médicales

[12] S. Zucker, *Region growing: Childhood and adolescence. Computer Graphics and Image Dans Processing 5*, pp. 382-399 1976.

WEBOGRAPHIE



[1] <http://www.wikipédia.com>

[2] http://duson.club.fr/Telechargt/f21_def_resol_pf.

[4] <http://tecfa.unige.ch/staf/staf-k/benetos/staf13/per1/tache5/resolution.html>

[6] <http://www.cours.photophiles.com/index.php?option:com.contient&task=view>

[7] <http://etudiant.univ-mlv.fr/sblanche/imgNum.html>

[12] <http://msdn.microsoft.com/fr-fr/library/kx37x362.aspx>

[5] <http://www.tsi.enst.fr/sti/enseignement/ressources/mti/bruit/index.html>

#mozToCId307043